

明 細 書

磁気共鳴撮影装置

技術分野

- 5 本発明は、磁気共鳴撮影装置に係り、特にケミカルシフトに関する情報を含む磁気共鳴信号の測定に好適な装置に関する。

背景技術

- 磁気共鳴撮影装置は、静磁場中に置かれた被検体に対し、特定周波数の高周波磁場を照射することにより、被検体に含まれる水素原子核の核磁化を励起し(磁気共鳴現象)、被検体から発生する磁気共鳴信号を検出し、物理的・化学的情報を取得することが可能である。現在、広く普及している磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging、以下、MRIと略す)は、被検体中の主に水分子に含まれる水素原子核の密度分布を反映した画像を取得している。
- 10
- 15

- MRIに対して、水素原子核を含む様々な分子の化学結合の違いによる共鳴周波数の差異(以下、ケミカルシフトと呼ぶ)を手掛かりに、分子毎に磁気共鳴信号を分離する磁気共鳴スペクトロスコピー(Magnetic Resonance Spectroscopy、以下、MRSと略す)と呼ぶ方法が知られている(例えば、J. Granot, 「Selected Volume Excitation Using Stimulated Echo (VEST). Applications to Spatially Localized Spectroscopy and Imaging」, J. Magn. Reson., vol.70, pp. 488-492 (1986)を参照)。
- 20

- また、多数の領域(画素)のスペクトルを同時に取得し分子毎に画像化を行う方法を磁気共鳴スペクトロスコピックイメージング(Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging、以下、MRSIと略
- 25

す)と呼び、MR S Iを用いることにより、代謝物質毎の濃度分布を視覚的に捉えることが可能となる(例えば、D. G. Norris, W. Dreher, 「Fast Proton Spectroscopic Imaging Using the Sliced k-Space Method」, Magn. Reson. Med., vol. 30, pp. 641-645 (1993)を参照)。

- 5 通常、生体を測定対象とする場合、代謝物質の濃度は非常に低いことが多いため、MR S 又はMR S I計測を行う際、高濃度の水の信号を抑圧せずに計測を行うと、水から発生する巨大な信号ピークの裾野に代謝物質の微弱な信号が埋もれてしまい、代謝物質信号を分離・抽出することが非常に困難となる。このため、従来技術では、MR S 又は
- 10 はMR S I計測シーケンスで励起と検出を行う直前に、水信号を抑圧するための処理を行う(例えば、D. G. Norris, W. Dreher, 「Fast Proton Spectroscopic Imaging Using the Sliced k-Space Method」, Magn. Reson. Med., vol. 30, pp. 641-645 (1993)を参照)。

- 水信号を抑圧するための処理では、まず初めに、水分子に含まれる
- 15 核磁化のみを励起させるために、送信周波数を水ピーク位置に合わせ且つ励起周波数帯域を水ピーク幅程度に狭めた高周波磁場の照射を行う。次に、励起状態にある多数の水分子に含まれる核磁化の位相をバラバラにし、核磁化のベクトル和をゼロとするために、ディフュージョン傾斜磁場の印加を行う(疑似飽和)。そして、水磁化の疑似飽和状
- 20 態が続いている間に、MR S 又はMR S I計測のシーケンスで励起と検出を行うことにより、微弱な代謝物質の信号を測定していた。また、代謝物質の信号が非常に微弱であるため、得られるスペクトルの信号雑音比(SNR)を向上させるため、従来のMR S 又はMR S I計測では、多数の積算を行うことが多い。

- 25 本発明に関連のある「静磁場強度の変化に伴う共鳴周波数の変動を補正する方法」として、MRIにおいて周波数変動補正を行う方法に

関する報告(例えば、特開2002-291718号公報を参照)と、MRSIにおいて周波数変動補正を行う方法に関する報告(例えば、特開昭63-230156号公報を参照)がある。

5 発明の開示

従来のMRS計測では、静磁場強度が時間的に一定であることを前提に、高周波磁場照射時の送信周波数と磁気共鳴信号検出時の受信周波数を設定していた。具体的には、MRS計測の前に、少なくとも1回は水信号を抑圧せずにスペクトル計測(共鳴周波数検出用前計測)を行って水の共鳴周波数を検出しておく。そして、共鳴周波数検出用前計測以降に行うMRS計測中は、静磁場強度が時間的に一定であることを前提としている(即ち、共鳴周波数が一定であることを前提としている)。

しかし、静磁場を発生する磁石の構造や特性及び測定環境によっては、MRS計測中に、静磁場強度が変化する場合がある。このような場合、MRS計測では、積算のために計測を繰り返しても、共鳴周波数シフトに伴って、段々と水の抑圧率が低下したり、励起スライス位置が段々とずれたり、積算によるSNR向上効果が得られなかったりする課題が生じる。

従来のMRS計測では、共鳴周波数が一定であることを前提としており、共鳴周波数の変動については、配慮がなされていなかった。

本発明の目的は、計測中に共鳴周波数が変化する場合にも、高精度なスペクトル計測を可能とする磁気共鳴撮影装置を提供することにある。

上記の課題を解決するために、MRS又はMRSI計測前に予め水共鳴周波数の時間変化特性を計測しておき、この時間変化特性からM

RS又はMR SI計測の水共鳴周波数の変化量を予測し、予測された値を基準として、水信号抑圧パルスシーケンスで照射する高周波磁場の送信周波数、MR S又はMR SI計測のシーケンスにおける、励起用および反転用高周波磁場の送信周波数、及び、磁気共鳴信号検出時の受信周波数の各設定値を、計測中で時々刻々と変化させる。または、MR S又はMR SI計測のシーケンスで計測される複数の磁気共鳴信号を、周波数変化（この周波数変化は、予め計測された水共鳴周波数の時間変化特性に基づいて予測される）に応じてシフトさせて加算する。

10 また、積算や位相エンコード情報付与のためにMR S又はMR SI計測を繰り返す際に、所定の回数毎に水共鳴周波数を検出するための計測を行い、この検出値を基準として、それ以降の計測における、水信号抑圧パルスシーケンスで照射する高周波磁場の送信周波数、MR S又はMR SI計測のシーケンスにおける、励起用および反転用高周波磁場の送信周波数、及び、磁気共鳴信号検出時の受信周波数の設定を行う。

本発明では、MR S又はMR SI計測前に、予め水共鳴周波数の時間変化特性を計測しておき、計測された時間変化特性からMR S又はMR SI計測中の水共鳴周波数の変化量を予測し、予測された値を基準として、水信号抑圧パルスシーケンスで照射する高周波磁場の送信周波数、MR S又はMR SI計測のシーケンスにおける、励起用および反転用高周波磁場の送信周波数、及び、磁気共鳴信号検出時の受信周波数の設定を行う。この結果、MR S又はMR SI計測中に共鳴周波数が変化する場合にも高精度なスペクトル計測が可能となる。

25 本発明の磁気共鳴撮影装置は、静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する高周波磁場発

トル計測が可能となる。

以下の構成では、シーケンス制御手段は、高周波磁場を被検体に少なくとも1回照射し、傾斜磁場の印加強度がほぼゼロの状態で、高周波磁場の照射の後に発生する磁気共鳴信号を計測し、計測された磁気共鳴信号から磁気共鳴スペクトル情報を算出して磁気共鳴スペクトル計測を行う制御を含んでいる。

第4の構成では、シーケンス制御手段は、(1)磁気共鳴スペクトル計測の測定対象のボクセルから発生する第1の磁気共鳴信号を、第1の時間区間で計測すること、(2)第1の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第1の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数 F_1 を検出すること、(3)第1の磁気共鳴信号の計測後から所定時間後の第2の時間区間で、上記ボクセルから発生する第2の磁気共鳴信号を計測すること、(4)第2の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第2の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数 F_2 を検出すること、(5) F_1 及び F_2 に基づいて、水の共鳴周波数の時間変動を算出すること、の制御を行う。

第5の構成では、シーケンス制御手段は、(1)磁気共鳴スペクトル計測の測定対象のボクセルから発生する第1の磁気共鳴信号を、第1の時間区間で計測すること、(2)第1の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第1の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数 F_1 を検出すること、(3)第1の磁気共鳴信号の計測後から所定時間後の第2の時間区間で、上記ボクセルから発生する第2の磁気共鳴信号を計測すること、(4)第2の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第2の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数 F_2 を検出すること、(5) F_1 及び F_2 に基づいて、第2の磁気共鳴信号の計測終了以降での磁気共鳴信号を計測する計測時間における、水の共鳴

順を示すフローチャート図、図 6 は、(a) 図 5 のフローチャートにおける撮影ボクセルの位置決めの様子を示す図、(b) 静磁場強度が時間的に変化した場合に、図 5 のフローチャートに従って計測した MRS の測定結果例を示す図、図 7 は、本発明の実施例 1 における、MRS 計測の手順を示すフローチャート図、図 8 は、(a) 撮影ボクセルの位置を示す図、(b) 静磁場強度が時間的に変化した場合に、図 7 のフローチャートに従って計測した MRS の測定結果例を示す図、図 9 は、本発明の実施例 2 における、MRS 計測の手順を示すフローチャート図、図 10 は、(a) 撮影ボクセルの位置を示す図、(b) 静磁場強度の変化特性に時間的な連続性が無かった場合に、図 9 のフローチャートに従って計測した MRS の測定結果例を示す図、図 11 は、本発明の実施例に適用可能な MRS 計測のパルスシーケンスの一例を示す図である。

15 発明を実施するための最良の形態

図 1 は、本発明が適用される磁気共鳴撮影装置の外観図である。図 1 (a) は、ソレノイドコイルで静磁場を発生するトンネル型磁石を用いた磁気共鳴撮影装置であり、図 1 (b) は、開放感を高めるために磁石を上下に分離したハンバーガー型の磁気共鳴撮影装置である。また、図 1 (c) は、図 1 (a) と同じトンネル型の磁気共鳴撮影装置であるが、磁石の奥行を短くし且つ斜めに傾けることによって、開放感を高めている。

図 2 は、本発明が適用される磁気共鳴撮影装置の構成例を示す図である。被検体 1 は、静磁場発生マグネット 2 により生成される静磁場及び傾斜磁場発生コイル 3 により生成される直交する 3 方向の傾斜磁場が印加される空間に置かれる。各コイルに流す電流を変化させる

ことにより、静磁場の均一度を調整できるシムコイル 11 を備えている場合もある。被検体 1 に対し、プローブ 4 により生成される高周波磁場を照射し磁気共鳴現象を生じさせ、被検体 1 から発生する磁気共鳴信号をプローブ 4 により検出する。なお、照射する高周波磁場は送信機 8 により生成され、検出した磁気共鳴信号は受信機 9 を通して計算機 5 に送られる。計算機 5 は、磁気共鳴信号に対して様々な演算処理を行いスペクトル情報や画像情報を生成し、それらの情報をディスプレイ 6 に表示したり記憶装置 13 に記録したりする(必要に応じて、測定条件等も記憶装置 13 に記録される)。シムコイル 11 の駆動用電源部 12、傾斜磁場発生コイル 3 の駆動用電源部 7、送信機 8 及び受信機 9 は、シーケンス制御装置 10 により制御される。なお図 2 は、プローブ 4 を送信・受信兼用として用いる場合の例を示しているが、送信用プローブと受信用プローブを分離して備えている場合もある。

以下、本発明の実施例で使用するのパルスシーケンスについて説明する。

図 3 は、本発明の実施例で使用する、MRS 計測のパルスシーケンス (MRS パルスシーケンス) の一例を示す図である。図 3 に示す MRS パルスシーケンスでは、まず初めに、第 1 スライス (X 軸に垂直な面) 選択用の第 1 の傾斜磁場 (X 軸方向の傾斜磁場) G_{s1} と 90° パルスと呼ばれる第 1 の高周波磁場 $RF1$ を同時に印加することにより、第 1 スライス内の核磁化を励起状態にできる。ここで、TE をエコー時間、TR を繰返し時間とする。

次に、 $RF1$ の照射から $TE/4$ 後に、第 2 スライス (Y 軸に垂直な面) 選択用の第 2 の傾斜磁場 (Y 軸方向の傾斜磁場) G_{s2} と 180° パルスと呼ばれる第 2 の高周波磁場 $RF2$ を同時に印加することにより、 $RF1$ によって励起されていた第 1 スライス内の核磁化の

うち、第2スライスにも含まれる核磁化を 180° 反転できる。

さらに、RF2の照射からTE/2後に、第3スライス(Z軸に垂直な面)選択用の第3の傾斜磁場(Z軸方向の傾斜磁場)Gs3と 180° パルスと呼ばれる第3の高周波磁場RF3を同時に印加することにより、RF2によって反転された第1スライスと第2スライスの交差領域内にある核磁化のうち、第3スライスにも含まれる核磁化を再度 180° 反転できる。上記の3組の、高周波磁場及び傾斜磁場の印加により、RF3の照射からTE/4後の時点をエコータイムとする磁気共鳴エコー信号Sig1を発生できる。

10 なお、Gs1の印加の直後に印加されるGs1'は、Gs1に対するリフェイズ(位相戻し)用の傾斜磁場である。また、RF2の印加の前後で印加されるGd1とGd1'、及び、Gd2とGs2'は、RF1の照射により励起された核磁化の位相は乱さず(Gd1とGd1'で位相変化はキャンセルされ、Gd2とGs2'で位相変化はキャンセルされる。)、RF2の照射により励起された核磁化をディフェイズ(位相乱し)するための傾斜磁場である。さらに、RF3の印加の前後で印加されるGd3とGd3'、及び、Gd4とGd4'は、RF1の照射により励起された核磁化の位相は乱さず(Gd3とGd3'で位相変化はキャンセルされ、Gd4とGd4'で位相変化はキャンセルされる。)、RF3の照射によって励起された核磁化をディフェイズ(位相乱し)するための傾斜磁場である。

図3のパルスシーケンスを実行することにより、上記の3つのスライスが交差する領域(撮影ボクセル)V1に含まれる核磁化のみを選択的に励起することが出来る。そして、この撮影ボクセルV1から発生する磁気共鳴信号を測定し、測定された磁気共鳴信号に対してフーリエ変換を施すことにより、撮影ボクセルV1の磁気共鳴スペクトル

を得ることが可能となる。

また、第 1 の高周波磁場 $RF1$ 及び第 2 の高周波磁場 $RF2$ には、通常、矩形状の励起周波数特性を有する SINC 波形 $(\sin(t)/t)$ が用いられる場合が多い。

- 5 MRS 計測を行う際、水の信号を抑圧せずに計測を行うと、水から発生する巨大な信号ピークの裾野に代謝物質の微弱な信号が埋もれてしまい、代謝物質信号を分離・抽出することが非常に困難となる。このため代謝物質信号を検出する場合の MRS 計測では、図 3 のシーケンスによる励起・検出を行う直前に、水信号を抑圧するための処理
- 10 を行う。

- 図 4 は、本発明の実施例で使用する、水信号を抑圧するためのパルスシーケンス(水信号抑圧パルスシーケンス)の一例を示す図であり、非特許文献 2 に記載されている水信号抑圧方法である。図 4 に示すパルスシーケンスでは、まず初めに、水分子に含まれる核磁化のみを励
- 15 起させるために、送信周波数 F_t を水の共鳴周波数 F_w に設定し、且つ励起周波数帯域 ΔF_t を水ピーク幅 ΔF_w 程度に設定した高周波磁場(水励起用高周波磁場) $RFw1$ の照射を行う(水核磁化の選択励起)。

- 次に、励起状態にある水分子に含まれる核磁化の位相をバラバラにし、水の磁化のベクトル和をゼロとするために、ディフェイズ用傾斜
- 20 磁場 $Gdw1$ の印加を行う(水核磁化の疑似飽和)。

- 更に水信号の抑圧効果を増すために、水励起用高周波磁場 $RFw1$ 及びディフェイズ用傾斜磁場 $Gdw1$ と同様の高周波磁場及びディフェイズ用傾斜磁場の印加を、3 回程度繰り返して行う場合が多い
- 25 (図 4 は、3 回繰り返すシーケンス例である)。

なお、高周波磁場 $RFw1$ には、狭帯域の励起周波数特性を有する

5 ガウス波形が用いられる場合が多い。また、図 4 に示す例は、ディフ
 フェイズ用傾斜磁場として G_x 、 G_y 、 G_z のうちいずれか 1 軸の傾斜
 磁場を印加する例であるが、 G_x 、 G_y 、 G_z の 3 軸全ての傾斜磁場
 を同時に印加しても良いし、いずれか 2 軸を同時に印加しても構わな
 い。

 そして、この水磁化の疑似飽和状態が続いている間に、図 3 のシー
 ケンスにより、励起・検出を行うことにより、微弱な代謝物質の信号
 を測定することが可能となる。

10 なお通常、水励起用高周波磁場 RF_w のフリップ角は 90° 前後に
 設定する場合が多いが、ディフェイズ用傾斜磁場 $G_d w$ については、
 印加軸数や印加強度として様々な組合せや数値が用いられている。ま
 た通常、生体内から検出できる代謝物質の信号は、非常に微弱である
 場合が多いため、得られるスペクトルの信号雑音比 (SNR) を向上させ
 ることを目的に多数の積算を行うことが多い。

15 図 5 は、本発明の実施例において、静磁場強度が時間的に一定 (共
 鳴周波数が一定) であることを前提に、高周波磁場照射時の送信周波
 数と磁気共鳴信号検出時の受信周波数を 1 回だけ設定する場合の M
 R S 計測の手順を示すフローチャート図である。以下に、撮影手順の
 概要を説明する。

20 STEP05-01: 被検体の撮影ボクセル V_1 を決定する。

 STEP05-02: 必要であれば静磁場均一度を向上させるためのシミ
 ングを行う。

 STEP05-03: M R S シーケンスを用いて、撮影ボクセル V_1 を含む
 所定の領域から発生する磁気共鳴信号 $S_{i g}$ を取得する。

25 STEP05-04: 取得した磁気共鳴信号にフーリエ変換を施すことによ
 り磁気共鳴スペクトルを算出する。

STEP05-05: 磁気共鳴スペクトルから水共鳴周波数 F_w を検出する。

STEP05-06: 検出された F_w の値を基準として、水信号を抑圧する処理で照射する高周波磁場の送信周波数、撮影ボクセル V_1 を選択励起するために照射する高周波磁場の送信周波数、撮影ボクセル V_1 から発生する磁気共鳴信号を検出する際の受信周波数の各値を設定する。

STEP05-07: 図 4 に示す水信号抑圧パルスシーケンスと図 3 に示す MRS シーケンスとを連続して行うことにより代謝物質のスペクトルを計測する。

STEP05-08: 必要に応じて STEP05-07 を繰り返して信号積算を行う。

この図 5 に示す撮影手順では、静磁場強度が時間的に一定であることを前提に、高周波磁場照射時の送信周波数と磁気共鳴信号検出時の受信周波数を 1 回だけ設定しているため、何らかの原因によって静磁場強度が時間的に変化していた場合、積算回数が増加するに従って、計測ボクセルの位置がずれたり、計測ピークの位置がずれて十分な積算効果が得られなかったり、水信号の抑圧が不十分となったりしてしまう。

図 6 は、静磁場強度が時間的に変化していた場合に、図 5 の手順で計測を行った場合の測定結果例である。図 6 (a) は、図 5 に示した撮影ボクセル位置を決定する手順において、磁気共鳴画像上で直交する 3 つのスライス (第 1 スライス、第 2 スライス、第 3 スライス) の位置を調整し、撮影ボクセル位置を決定する様子を示しており、図 6 (b) は、この撮影ボクセルから得られたスペクトルを示している。図 6 (b) では、本来ピークが分離して観測できるはずのコリンとクレアチンのピークが重畳し、抑圧が不十分な水信号の裾野に埋もれている。また、NAA のピークの半値幅も広いものとなっている。

(実施例 1)

実施例 1 では、複数回の繰り返し計測を伴う MRS 計測を実施する際、MRS 計測を行う前に、予め水共鳴周波数の時間変化特性を計測する予備計測を行っておき、水共鳴周波数の時間変化特性から MRS 計測の水共鳴周波数の変化量を予測し、予測された値を基準として、水信号抑圧パルスシーケンスで照射する高周波磁場の送信周波数、MRS シーケンスにおける、励起用および反転用高周波磁場の送信周波数、及び、磁気共鳴信号検出時の受信周波数の設定を行う方法を提案する。

10 図 7 は、本発明の実施例 1 における、MRS 計測の手順を示すフローチャート図である。以下、具体的な撮影手順を説明する。

STEP07-01：まず初めに、被検体の撮影ボクセル V_1 を決定する。

STEP07-02：必要であれば静磁場均一度を向上させるためのシミングを行う。

15 なお、STEP07-01とSTEP07-02は、順番を前後して行っても構わない。

STEP07-03：図 3 に示す MRS パルスシーケンスを用いて、第 1 の時刻 t_1 に撮影ボクセル V_1 から発生する第 1 の磁気共鳴信号 S_{i1} を取得する。

STEP07-04： S_{i1} にフーリエ変換を施すことにより第 1 の磁気共鳴スペクトルを算出する。

STEP07-05：第 1 の磁気共鳴スペクトルから水共鳴周波数 F_{w1} を検出しする。

STEP07-06： t_1 と F_{w1} を関連付けて保存する。

STEP07-07：時刻 t_1 から所定時間後の第 2 の時刻 t_2 に撮影ボクセル V_1 から発生する第 2 の磁気共鳴信号 S_{i2} を取得する。

STEP07-08： S_{i2} にフーリエ変換を施すことにより第 2 の磁気

共鳴スペクトルを算出する。

STEP07-09：第2の磁気共鳴スペクトルから水共鳴周波数 $F_w 2$ を検出する。

STEP07-10：保存していた t_1 及び $F_w 1$ と t_2 及び $F_w 2$ とから、
5 水共鳴周波数の時間変化特性 $(F_w 2 - F_w 1) / (t_2 - t_1)$ を算出することが出来る。

STEP07-11：時刻 t_2 以降に、N回の繰り返し計測を伴う磁気共鳴信号計測（即ち、図4に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図3に示すMRSパルスシーケンスを連続してN回繰り返す計
10 測）を実施する際、N回の各計測 M_i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) の各計測時刻 $t(i)$ における水共鳴周波数の推測値 $F_w(i)$ を、(数1)に従って算出する。

$$F_w(i) = F_w 1 + (F_w 2 - F_w 1) / (t_2 - t_1) \times (t(i) - t_1) \quad \dots (\text{数 } 1)$$

STEP07-12：この水共鳴周波数の推測値(変化量)を基に、各計測 M_i
15 i で設定する水信号を抑圧するために照射する高周波磁場の送信周波数 $F_{wt}(i)$ 、撮影ボクセル V_1 を選択的に励起および反転するために照射する高周波磁場の送信周波数 $F_t(i)$ 、撮影ボクセル V_1 から発生する磁気共鳴信号を検出する際の受信周波数 $F_r(i)$ の設定値を、それぞれ、(数2)、(数3)、(数4)に従って算出
20 する。

$$F_{wt}(i) = F_w(i) \quad \dots (\text{数 } 2)$$

$$F_t(i) = F_t(1) + (F_w 2 - F_w 1) / (t_2 - t_1) \times (t(i) - t(1)) \quad \dots (\text{数 } 3)$$

$$F_r(i) = F_r(1) + (F_w 2 - F_w 1) / (t_2 - t_1) \times (t(i) - t(1)) \quad \dots (\text{数 } 4)$$

STEP07-13：算出した各設定値 ($F_{wt}(i)$ 、 $F_t(i)$ 、 $F_r(i)$) を用いて、図4、図3に示すシーケンスを連続して行うこと
25 により代謝物質のスペクトルを計測する。

STEP07-14: 各設定値($F_{wt}(i)$ 、 $F_t(i)$ 、 $F_r(i)$)を上記で算出した値に変化させながらSTEP07-13を繰り返して信号積算を行う。

図7の手順に従ってMRS計測を行うことにより、計測中の磁場変動等に伴う共鳴周波数変化がある状況においても、高精度なMRS計測が可能となる。

図8は、静磁場強度が時間的に変化していた場合に、図7の手順で計測を行った時の測定結果例である。図8(a)は、第1スライス、第2スライス、第3スライスにより、磁気共鳴画像上で決定した撮影ボクセルの位置を示しており、図8(b)は、この撮影ボクセルから得られたスペクトルを示している。図6(b)に比較して、図8(b)では、水信号の抑圧が十分に行えており、NAAのピークの半値幅も狭いものとなっている。また、コリンとクレアチンのピークも分離できている。

上記の例では、ある2つの時刻における水共鳴周波数を計測して水共鳴周波数の時間変化特性を算出する場合について述べたが、3つ以上の時刻における水共鳴周波数を計測して時間変化特性を算出する場合、最小自乗フィッティング法等を用いることにより、より精度の高い水共鳴周波数の時間変化特性を算出することが可能となる。

また上記の例では、水共鳴周波数の時間変化特性が線形変化を持つことを仮定し、上述した時間変化特性 $(F_{w2}-F_{w1})/(t_2-t_1)$ を算出する場合について述べたが、線形変化以外の変化を持つ場合にも、最小自乗フィッティング法等を用いることにより高次の近似特性を算出し、水共鳴周波数の変化予測をできる。

水共鳴周波数の変化特性に時間的な連続性が有る場合は精度向上効果が得られるものの、水共鳴周波数が瞬間的に変化してしまう場合等の水共鳴周波数の変化特性に時間的な連続性が無い場合には、十分

な精度向上効果が得られなくなることがある。水共鳴周波数の変化特性に時間的な連続性が無い場合にも、十分な精度向上効果が期待できる実施例 2 について、以下述べる。

(実施例 2)

5 実施例 2 では、図 4 に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図 3 に示す MRS パルスシーケンスを連続して、複数回繰り返し計測を伴う MRS 計測を実施する際、繰り返し計測の実施中に、所定の繰り返し回数毎に水共鳴周波数を検出するための磁気共鳴信号の予備計測を行い、予備計測以降に行う繰り返し計測の水共鳴周波数を
10 算出し、算出された値を基準として、繰り返し計測時における、水信号抑圧パルスシーケンスで照射する高周波磁場の送信周波数、MRS 計測のシーケンスにおける、励起用および反転用高周波磁場の送信周波数、及び磁気共鳴信号検出時の受信周波数の設定を行う方法を提案する。

15 図 9 は、本発明の実施例 2 における、MRS 計測の手順を示すフローチャート図である。以下、具体的な撮影手順を説明する。

STEP09-01：被検体の撮影ボクセル V 1 を決定する。

STEP09-02：必要であれば静磁場均一度を向上させるためのシミングを行う。

20 Step09-04～05：L 回毎の水共鳴周波数検出を行うために、計測回数 ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) を L で割り算した余り ($i \bmod L$) が 0 であるかどうかによって判定する。

(STEP09-06)：第 1 の予備計測として、図 3 に示す MRS パルスシーケンスを用いて、第 1 の時刻 $t(1)$ に撮影ボクセル V 1 から発生
25 する第 1 の磁気共鳴信号 $S_{ig}(1)$ を取得する。

STEP09-07： $S_{ig}(1)$ にフーリエ変換を施すことにより第 1 の

磁気共鳴スペクトルを算出する。

STEP09-08：第1の磁気共鳴スペクトルから第1の水共鳴周波数 F_{w1} を検出する。

STEP09-09：次に、時刻 $t(1)$ 以降に、N回の繰り返し計測を伴
5 う磁気共鳴信号計測(図4に示す水信号を抑圧するためのパルスシー
ケンスと図3に示すMRSパルスシーケンスを連続して行う計測)を
実施する際、所定回数L回までの計測では、水共鳴周波数 F_{w1} を基
準にして、繰り返し行う各計測 $M(i)$ ($i=1, 2, 3, \dots, L$) で設定す
る水信号を抑圧するために照射する高周波磁場の送信周波数 F_{wt}
10 (i)、撮影ボクセル $V1$ を選択励起するために照射する高周波磁場
の送信周波数 $F_t(i)$ 、撮影ボクセル $V1$ から発生する磁気共鳴信
号を検出する際の受信周波数 $F_r(i)$ の設定値を、それぞれ(数5)、
(数6)、(数7)に従って算出する。

$$F_{wt}(i) = F_{w1} \quad \dots \text{(数5)}$$

$$15 \quad F_t(i) = F_{w1} \quad \dots \text{(数6)}$$

$$F_r(i) = F_{w1} \quad \dots \text{(数7)}$$

STEP09-10：次に、上記の各設定値($F_{wt}(i)$ 、 $F_t(i)$ 、 $F_r(i)$)を用いて、図4に示す水信号を抑圧するためのパルスシー
ケンスと図3に示すMRSパルスシーケンスを連続して行うことに
20 より、代謝物質のスペクトル計測 $M(i)$ を行う。このスペクトル計
測をL回繰り返す($M(i)$ ($i=1, 2, 3, \dots, L$))。そして、所定回数L
回目の計測終了後に、再度、STEP09-06と同様の計測とSTEP09-07~08
と同様の処理とを繰り返して行うことにより、第2の時刻 $t(2)$
)における第2の水共鳴周波数 F_{w2} を検出し、さらにSTEP09-09と
25 同様の処理とSTEP09-10と同様の計測を繰り返して、計測 $M(i)$ (i
 $= (L+1), 2, 3, \dots, 2L$) を行う。このようにL回毎に水共鳴周波数を再

検出して、各周波数の設定(補正)を行いながらN回の繰り返し計測を行う(Step09-11)ことにより、計測中の磁場変動等に伴う共鳴周波数変化がある状況においても、高精度なMRS計測が可能となる。

図10は、静磁場強度の変化特性に時間的な連続性が無かった場合に、図9の手順で計測を行った時の測定結果例である。図10(a)は、磁気共鳴画像上で決定した撮影ボクセルの位置を示しており、図10(b)はこの撮影ボクセルから得られたスペクトルを示している。図6(b)に比較して、図10(b)では、水信号の抑圧が十分に行えており、NAAのピークの半値幅も狭いものとなっている。また、コリンとクレアチンのピークも分離できている。

実施例2では、水共鳴周波数を検出した後のL回のスペクトル計測では、検出した水共鳴周波数そのものを基準として各種周波数設定を行う場合について述べたが、実施例1の手法と同様の推測処理を行うことにより、L回中の各計測時刻における水共鳴周波数を推測したのち、推測された各値を基準として各種周波数設定を行っても良い。

実施例2では、図4に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図3に示すMRSパルスシーケンスに加えて、別途、水共鳴周波数を検出するための磁気共鳴信号の予備計測を行うため、「図4及び図3の計測数に対する予備計測数の割合」に応じて、全体の計測時間が長くなってしまう。例えば、共鳴周波数が瞬間的に変化する頻度が低いことが予め分かっている場合には、「図4及び図3の計測数に対する予備計測数の割合」を小さくできるため、計測時間の増大が小さくてすむが、共鳴周波数が瞬間的に変化する頻度が高いもしくは全く不明な場合には、「図4及び図3の計測数に対する予備計測数の割合」を大きくする必要があり、計測時間が大きく増大する。

上記の計測時間の増大を避けるためには、図3に示すMRSパルス

シーケンスを用いて、水共鳴周波数を検出するための予備計測を行う際に、図 3 の第 1 高周波磁場 R F 1 及び第 2 高周波磁場 R F 2 の励起帯域を狭め、予備計測では水に含まれる核磁化を励起し、代謝物質に含まれる核磁化を励起しないようにすれば良い。予備計測中には代謝物質に含まれる核磁化を励起しないようにすれば、代謝物質に含まれる核磁化の縦緩和が予備計測中にも滞りなく進行するため、M R S 計測の繰り返し計測時間の空き時間に予備計測を行えば、全計測時間を延長せずに、図 4 に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図 3 に示す M R S パルスシーケンスを連続して行う計測と予備計測を繰り返すことが可能となる (M R S 計測では、代謝物質の縦緩和時間が長いため 2 秒程度の長い繰り返し時間を設定する場合が多く、通常、高周波磁場及び傾斜磁場の印加や磁気共鳴信号の検出を行わない空き時間が 1 秒程度ある場合が多い)。なお、水に含まれる核磁化を励起するためには、水信号ピーク幅程度の狭帯域の励起周波数特性を有する SINC 波形やガウス波形を用いれば良い。

また、上記計測時間の大きな増大を避けるためには、水共鳴周波数を検出するための予備計測を行う際に、M R S パルスシーケンスで照射する第 1 の高周波磁場 R F 1 のフリップ角を 90 度よりも小さく設定しても良い。予備計測中には代謝物質に含まれる核磁化をあまり倒さないように励起しておけば、代謝物質に含まれる核スピンの縦磁化が予備計測後に十分回復するためにあまり長い時間を必要としなくなるため、M R S 計測の繰り返し計測時間の空き時間に予備計測を行えば、全計測時間を延長せずに、図 4 に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図 3 に示す M R S パルスシーケンスを連続して行う計測と予備計測を繰り返すことが可能となる (M R S 計測では、代謝物質の縦緩和時間が長いため 2 秒程度の長い繰り返し時間を設

定する場合が多く、通常、高周波磁場及び傾斜磁場の印加や磁気共鳴信号の検出を行わない空き時間が1秒程度ある場合が多い)。なお、水に含まれる核磁化は非常に大きいため、RF1のフリップ角が小さい場合でも、水共鳴周波数を検知するために十分な信号強度を有する水信号ピークを発生させることが出来る。

また、上記の計測時間の増大を避けるためには、図3に示すMRSパルスシーケンスを用いて、水共鳴周波数を検出するための予備計測を行う際に、MRS計測で測定対象とする撮影ボクセルV1とは異なるボクセルV2を、水共鳴周波数検出のために行う予備計測の測定対象ボクセルとしても良い(撮影ボクセルV1近辺でV2を選択すれば、両ボクセルにおける共鳴周波数の時間変化特性は同等となる)。予備計測中にはMRS計測で測定対象とする撮影ボクセルV1を励起しないようにすれば、撮影ボクセルV1に含まれる核磁化の縦緩和が予備計測中にも滞りなく進行するため、MRS計測の繰り返し計測時間の空き時間に予備計測を行えば、全計測時間を延長せずに、図4に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図3に示すMRSパルスシーケンスを連続して行う計測と予備計測を繰り返すことが可能となる(MRS計測では、代謝物質の縦緩和時間が長いため2秒程度の長い繰り返し時間を設定する場合が多く、通常、高周波磁場及び傾斜磁場の印加や磁気共鳴信号の検出を行わない空き時間が1秒程度ある場合が多い)。

なお、予備計測で測定対象とするボクセルV2を選択励起する際には、MRS計測で測定対象とする撮影ボクセルV1を含む直交3スライスとは異なる直交3スライスを選択励起する必要がある。MRSシーケンス上の具体的な変更点としては、図3のスライス選択用傾斜磁場Gs1、Gs2、Gs3は変化させずに、第1の高周波磁場RF1、

第2の高周波磁場RF2、第3の高周波磁場RF3の各送信周波数を変化させれば良い(各スライス幅分以上離れた位置の直交3スライスを選択励起する)。

- また、上記計測時間の大きな増大を避けるためには、図9に示した
- 5 測定手順のように、所定の回数毎に、必ず水共鳴周波数を検出するための予備計測を行うことはせずに、共鳴周波数がずれた場合にのみ、予備計測を行うようにしても良い。共鳴周波数がずれたかどうかを判定するには、図4に示す水信号を抑圧するためのパルスシーケンスと図3に示すMRSパルスシーケンスを連続して行う計測で得られる
- 10 各スペクトルにおける水信号ピーク強度(ピーク面積)の変化をモニタし、共鳴周波数がずれて水信号ピーク強度(ピーク面積)が所定の値以上に増加した場合に共鳴周波数がシフトしたと判定し、予備計測を行うようにすれば良い。なお所定の値としては、水信号ピーク強度(ピーク面積)の絶対値を指定してもよいし、初回もしくは前回の計測で
- 15 得られたスペクトルにおける水信号ピーク強度(ピーク面積)に対する相対値を用いても良い。

- 実施例1、2では、磁気共鳴信号を検出する際の受信周波数を補正する場合の例について述べたが、積算を行う前の個々のスペクトルデータを全て保存しておけば、計測中には受信周波数を補正しなくても、
- 20 受信周波数を補正する場合と同様の効果の後処理で得ることができる。即ち、積算を行う前の個々のスペクトルデータに対して、残留水信号のピーク位置もしくは代謝物質信号のピーク位置を検出し、全てのスペクトルデータに対して、残留水信号のピーク位置もしくは代謝物質信号のピーク位置が同一となるような後処理を行った後に積算
- 25 処理を行えば、十分な加算効果を得ることが可能となる。なお、個々のスペクトルにおける代謝物質信号強度は非常に小さいため、連続し

た前後数回分のスペクトルデータを足し合わせた後に、代謝物質信号のピーク位置を検出しても構わない。

実施例 1、2 では、MRS シーケンスとして、図 3 のパルスシーケンスを一例として挙げたが、図 3 以外の MRS シーケンスでも同様の
5 効果を得ることができる。

図 1 1 は、本発明の実施例に適用可能なもう一つの MRS パルスシーケンス例を示す図である。図 1 1 において、TR は繰返し時間、TE はエコー時間であり、TM は第 2 の高周波磁場パルス RF 2 と第 3 の高周波磁場パルス RF 3 の照射間隔を示す時間である。図 1 1 に示
10 すパルスシーケンスでは、まず初めに、第 1 スライス (X 軸に垂直な面) 選択用の第 1 の傾斜磁場 (X 軸方向の傾斜磁場) $G_s 1$ と 90° パルスと呼ばれる第 1 の高周波磁場 RF 1 を同時に印加することにより、第 1 スライス内の核磁化を励起状態にする。

RF 1 の照射から TE / 2 後に、第 2 スライス (Y 軸に垂直な面)
15 選択用の第 2 の傾斜磁場 (Y 軸方向の傾斜磁場) $G_s 2$ と 90° パルスと呼ばれる第 2 の高周波磁場 RF 2 を同時に印加することにより、RF 1 によって励起されていた第 1 スライス内の核磁化のうち、第 2 スライスにも含まれる核磁化を 90° 回転できる。

RF 2 の照射から TM 後に第 3 スライス (Z 軸に垂直な面) 選択用の第 3 の傾斜磁場 (Z 軸方向の傾斜磁場) $G_s 3$ と 90° パルスと呼ばれる第 3 の高周波磁場 RF 3 を同時に印加することにより、RF 2 によって回転させられた第 1 スライスと第 2 スライスの交差領域内にある核磁化のうち、第 3 スライスにも含まれる核磁化を再度 90° 回転できる。

25 上記の 3 組の、高周波磁場及び傾斜磁場の印加により、RF 3 の照射から TE / 2 後の時点を実タイムとする磁気共鳴信号 S i g

1 を発生させる。

なお、 G_{s1} の印加直後の G_{s1}' 、 G_{s2} の印加直後の G_{s2}' 、 G_{s3} 印加直後の G_{s3}' は、各々、 G_{s1} 、 G_{s2} 、 G_{s3} に対するリフェイズ(位相戻し)用の傾斜磁場である。

- 5 図 11 のパルスシーケンスを実行することにより、第 1、第 2、第 3 の 3 つのスライスが交差する領域(撮影ボクセル) $V1$ に含まれる核磁化のみを選択的に励起することが出来る。そして、この撮影ボクセル $V1$ から発生する磁気共鳴信号を測定し、測定した磁気共鳴信号に対してフーリエ変換を施すことにより、撮影ボクセル $V1$ の磁気共
10 鳴スペクトルを得ることが可能となる。

以上の説明では、本発明を MRS 計測に適用する場合について述べたが、上述した方法と同様の方法で、MRSI 計測での共鳴周波数の補正を行うことにより、高精度の MRSI 計測を行うことが可能となる。なお、MRSI 計測では、積算用の計測繰り返しの他に、位相エン
15 ンコード情報付与のためにも計測繰り返しが行われるため、「位相エンコード繰り返し計測間の周波数変化」に対しても、図 7 および図 9 で説明した「積算用繰り返し計測間の周波数変化」に対する周波数補正法と同様の手順を行うことにより、同様の精度向上効果を得ることが可能となる。特に、図 4 に示す水信号抑圧シーケンスと MRSI シー
20 ケンスを連続して実施する場合、本発明を用いてこの水信号抑圧シーケンスで照射する高周波磁場の送信周波数を補正しておくことにより、位相エンコードの繰り返しや積算の繰り返しを行った場合にも、十分な水抑圧効果を得ることが可能となる。

また、エコープラナーイメージングと呼ばれる超高速撮影シーケ
25 スを繰り返し行う一連の連続測定では、計測中に共鳴周波数の変化がある場合、撮影スライスの位置ずれや位相エンコード方向への位置ず

れが発生してしまう。このため、エコープラナー画像間の差分情報を利用するファンクショナルMRI等では、領域選択励起用高周波磁場の送信周波数、又は／及び、磁気共鳴信号の受信周波数に対して、上述したスペクトル計測時と同様の方法を用いて周波数補正を行うことにより、撮影スライスの位置ずれ、又は／及び、位相エンコード方向への位置ずれを減少させることが可能となる。

また、計測時間の長い撮影シーケンス(アンギオグラフィ等)や、磁気共鳴信号の位相情報を利用する撮影シーケンス(温度計測等)に対して、上述したスペクトル計測時と同様の方法を用いて周波数補正を行うことにより、位置ずれや位相情報のずれを減少させることが可能となる。

産業上の利用可能性

本発明によれば、計測中に共鳴周波数に変化する場合にも、高精度なスペクトル計測を可能とする磁気共鳴撮影装置を提供することができる。

請 求 の 範 囲

1. 静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記磁気共鳴信号についての
- 5 演算を行う演算手段と、前記磁気共鳴信号と前記演算手段による演算結果を記憶する記憶手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場発生手段と前記計測手段と前記演算手段と前記記憶手段との各部に動作条件を設定して前記各部の動作を制御するシーケンス制御手段とを具備し、該シーケンス制御手段は、前記高周波磁場を前記被検体
- 10 に少なくとも1回照射し、前記傾斜磁場の印加強度がほぼゼロの状態、前記高周波磁場の照射の後に発生する前記磁気共鳴信号を計測し、計測された前記磁気共鳴信号から磁気共鳴スペクトル情報を算出して磁気共鳴スペクトル計測を行う制御を含み、前記シーケンス制御手段は、(1)前記磁気共鳴スペクトル計測の測定対象のボクセルから
- 15 発生する第1の磁気共鳴信号を、第1の時間区間で計測すること、
- (2)前記第1の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第1の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数 F_1 を検出すること、(3)前記第1の磁気共鳴信号の計測後から所定時間後の第2の時間区間で、前記ボクセルから発生する第2の磁気共鳴信号を計測すること、
- 20 (4)前記第2の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第2の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数 F_2 を検出すること、(5)前記 F_1 及び F_2 に基づいて、水の共鳴周波数の時間変動を算出すること、の制御を行うことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。
2. 静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段
- 25 と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記磁気共鳴信号についての

演算を行う演算手段と、前記磁気共鳴信号と前記演算手段による演算結果を記憶する記憶手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場発生手段と前記計測手段と前記演算手段と前記記憶手段との各部に動作条件を設定して前記各部の動作を制御するシーケンス制御手段とを具備し、該シーケンス制御手段は、前記高周波磁場を前記被検体に少なくとも1回照射し、前記傾斜磁場の印加強度がほぼゼロの状態で、前記高周波磁場の照射の後に発生する前記磁気共鳴信号を計測し、計測された前記磁気共鳴信号から磁気共鳴スペクトル情報を算出して磁気共鳴スペクトル計測を行う制御を含み、前記シーケンス制御手段は、(1)前記磁気共鳴スペクトル計測の測定対象のボクセルから発生する第1の磁気共鳴信号を、第1の時間区間で計測すること、(2)前記第1の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第1の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数F1を検出すること、(3)前記第1の磁気共鳴信号の計測後から所定時間後の第2の時間区間で、前記ボクセルから発生する第2の磁気共鳴信号を計測すること、(4)前記第2の磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる第2の磁気共鳴スペクトルから、水の共鳴周波数F2を検出すること、(5)前記F1及びF2に基づいて、前記第2の磁気共鳴信号の計測終了以降での前記磁気共鳴信号を計測する計測時間における、水の共鳴周波数の時間変動を推定すること、(6)推定された前記共鳴周波数の時間変動を用いて、前記高周波磁場の送信周波数、又は／及び、前記ボクセルから発生する前記磁気共鳴信号を受信する受信周波数を算出して、前記高周波磁場発生手段、又は／及び、前記計測手段の動作条件を設定した後に、前記ボクセルから発生する前記磁気共鳴信号の計測を行うこと、(7)前記第2の磁気共鳴信号の計測終了以降に、前記(6)を複数回繰り返し行うこと、の制御を行うことを特徴とする。

磁気共鳴撮影装置。

3. 静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記磁気共鳴信号についての
- 5 演算を行う演算手段と、前記磁気共鳴信号と前記演算手段による演算結果を記憶する記憶手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場発生手段と前記計測手段と前記演算手段と前記記憶手段との各部に動作条件を設定して前記各部の動作を制御するシーケンス制御手段とを具備し、該シーケンス制御手段は、前記高周波磁場を前記被検体
- 10 に少なくとも1回照射し、前記傾斜磁場の印加強度がほぼゼロの状態で、前記高周波磁場の照射の後に発生する前記磁気共鳴信号を計測し、計測された前記磁気共鳴信号から磁気共鳴スペクトル情報を算出して磁気共鳴スペクトル計測を行う制御を含み、前記シーケンス制御手段は、前記磁気共鳴信号の計測を複数回繰り返して行う場合に、(1)
- 15 所定の回数の前記磁気共鳴信号の計測毎に、水の共鳴周波数を計測するための予備計測を実行すること、(2)前記予備計測で得られた前記磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる磁気共鳴スペクトルから水の共鳴周波数を検出すること、(3)前記(2)で検出された水の共鳴周波数に基づいて、前記予備計測以降に実行する前記スペクトル計測シーケンスにおける、前記被検体に照射する前記高周波磁場の送信周波数、又は／及び、前記磁気共鳴信号を計測する際の受信周波数を設定すること、の制御を行うことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。
4. 静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記磁気共鳴信号についての
- 25 演算を行う演算手段と、前記磁気共鳴信号と前記演算手段による演算

結果を記憶する記憶手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場発生手段と前記計測手段と前記演算手段と前記記憶手段との各部に動作条件を設定して前記各部の動作を制御するシーケンス制御手段とを有し、該シーケンス制御手段は、前記磁気共鳴信号の計測を複数

5 回繰り返して行う場合に、（１）所定の回数の前記磁気共鳴信号の計測毎に、水の共鳴周波数を計測するための予備計測を実行すること、

（２）前記予備計測で得られた前記磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる磁気共鳴スペクトルから水の共鳴周波数を検出すること、

（３）前記（２）で検出された水の共鳴周波数に基づいて、前記予備

10 計測以降に実行されるパルスシーケンスにおける、前記被検体に照射する前記高周波磁場の送信周波数、又は／及び、前記磁気共鳴信号を計測する際の受信周波数を設定すること、の制御を行うことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

５．静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段

15 と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記磁気共鳴信号についての演算を行う演算手段と、前記磁気共鳴信号と前記演算手段による演算結果を記憶する記憶手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場発生手段と前記計測手段と前記演算手段と前記記憶手段との各部に

20 動作条件を設定して前記各部の動作を制御するシーケンス制御手段とを有し、該シーケンス制御手段は、（１）前記被検体に前記高周波磁場及び前記傾斜磁場を印加して、水の信号を抑圧する水抑圧シーケンスを実行すること、（２）前記被検体に前記高周波磁場及び前記傾斜磁場を印加して、所定のボクセルを選択励起し、前記所定のボクセル

25 ルから発生する前記磁気共鳴信号を計測するスペクトル計測シーケンスを実行すること、（３）前記（１）及び（２）を複数回繰り返し

- て行う場合に、所定の回数の前記（１）及び（２）の実行に先立って、水の共鳴周波数を計測するための予備計測シーケンスを実行すること、（４）前記（３）で検出された前記水の共鳴周波数に基づいて、前記水抑圧シーケンスで照射する前記高周波磁場の送信周波数を設定し、前記スペクトル計測シーケンスにおいて、前記所定のボクセルを選択励起するために照射する前記高周波磁場の送信周波数、又は／及び、前記所定のボクセルから発生する前記磁気共鳴信号を検出する際の受信周波数を設定すること、の制御を行うことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。
- 10 6. 静磁場を発生する手段と、傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、被検体から発生する磁気共鳴信号を計測する計測手段と、前記磁気共鳴信号についての演算を行う演算手段と、前記磁気共鳴信号と前記演算手段による演算結果を記憶する記憶手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場
- 15 発生手段と前記計測手段と前記演算手段と前記記憶手段との各部に動作条件を設定して前記各部の動作を制御するシーケンス制御手段とを有し、該シーケンス制御手段は、（１）前記被検体に前記高周波磁場及び前記傾斜磁場を印加して、水の信号を抑圧する水抑圧シーケンスを実行すること、（２）前記被検体に前記高周波磁場及び前記傾
- 20 斜磁場を印加して、所定のボクセルを選択励起し、前記所定のボクセルから発生する前記磁気共鳴信号を計測するスペクトル計測シーケンスを実行すること、（３）前記（１）及び（２）を複数回繰り返して行う場合に、所定の回数の前記（１）及び（２）の実行毎に、前記（１）および（２）の実行で得られた磁気共鳴信号をフーリエ変換し
- 25 て得られる磁気共鳴スペクトルから水信号ピークを検出して、水信号ピークの信号強度を算出すること、（４）前記算出した水信号ピーク

の信号強度が、所定の値以上に増加した場合に水共鳴周波数がシフトしたと判定すること、(5) 前記(4)で水共鳴周波数がシフトしたと判定した場合に、水の共鳴周波数を計測するための予備計測を実行すること、(6) 前記予備計測で得られた前記磁気共鳴信号をフーリエ変換して得られる磁気共鳴スペクトルから水の共鳴周波数を検出すること、(7) 前記(6)で検出された前記水の共鳴周波数に基づいて、前記予備計測以降に実行されるパルスシーケンスにおいて、前記水抑圧シーケンスで照射する前記高周波磁場の送信周波数を設定すること、又は／及び、前記スペクトル計測シーケンスで前記所定のボクセルを選択励起するために照射する前記高周波磁場の送信周波数を設定すること、又は／及び、前記所定のボクセルから発生する前記磁気共鳴信号を検出する際の受信周波数を設定すること、の制御を行うことを特徴とする磁気共鳴撮影装置。

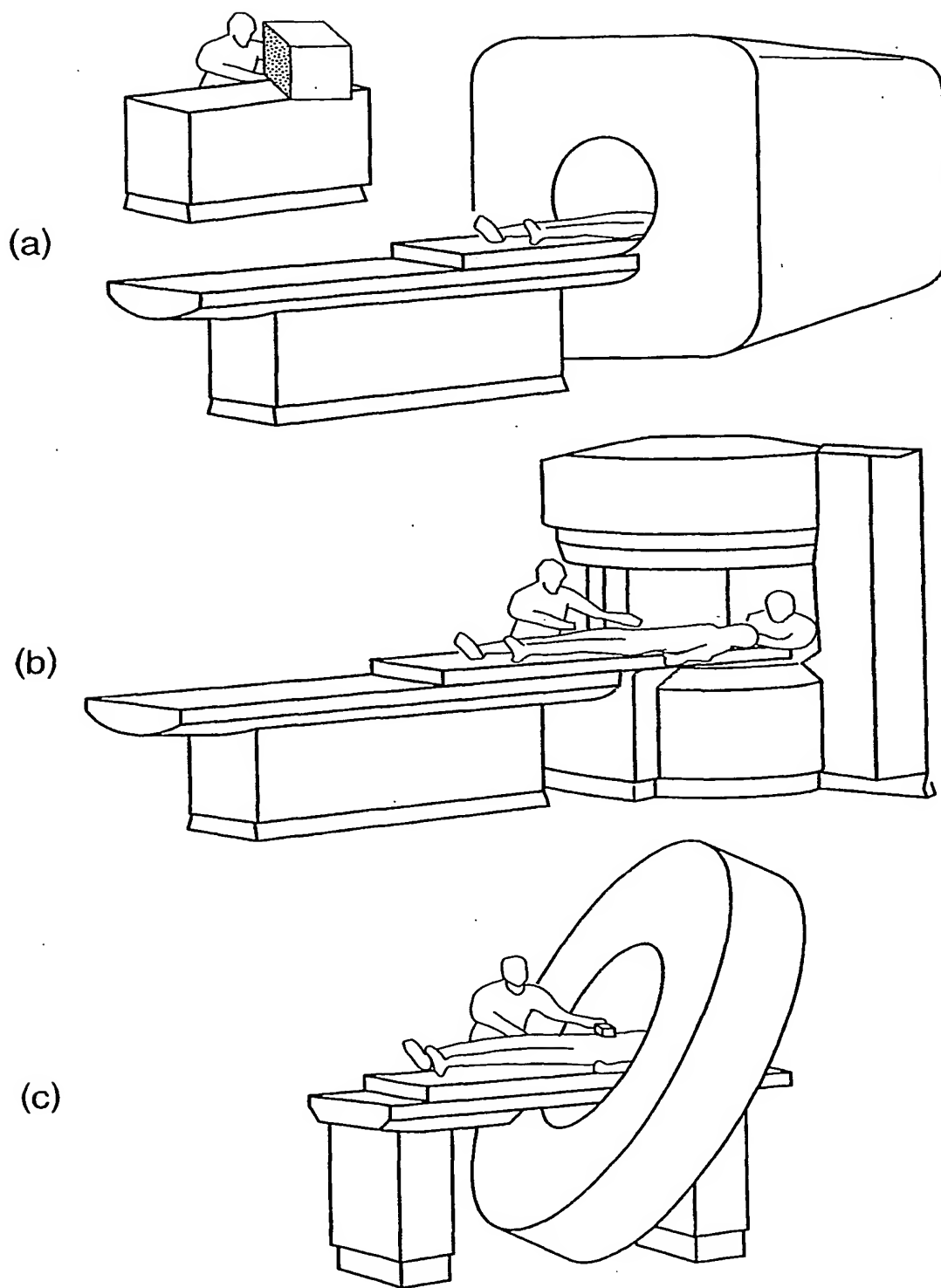
15

20

25

1/11

図 1



2/11

図 2

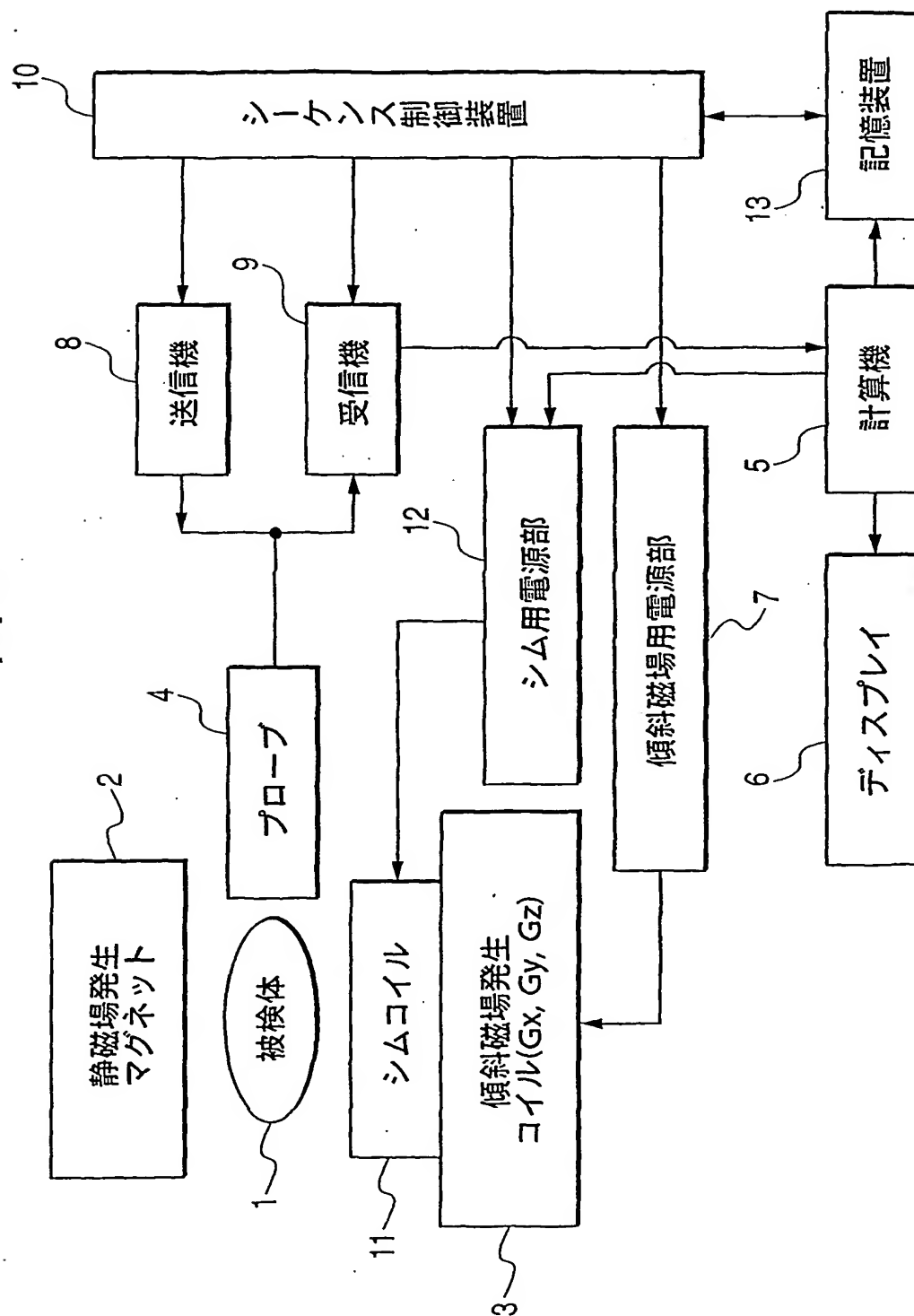


図 3

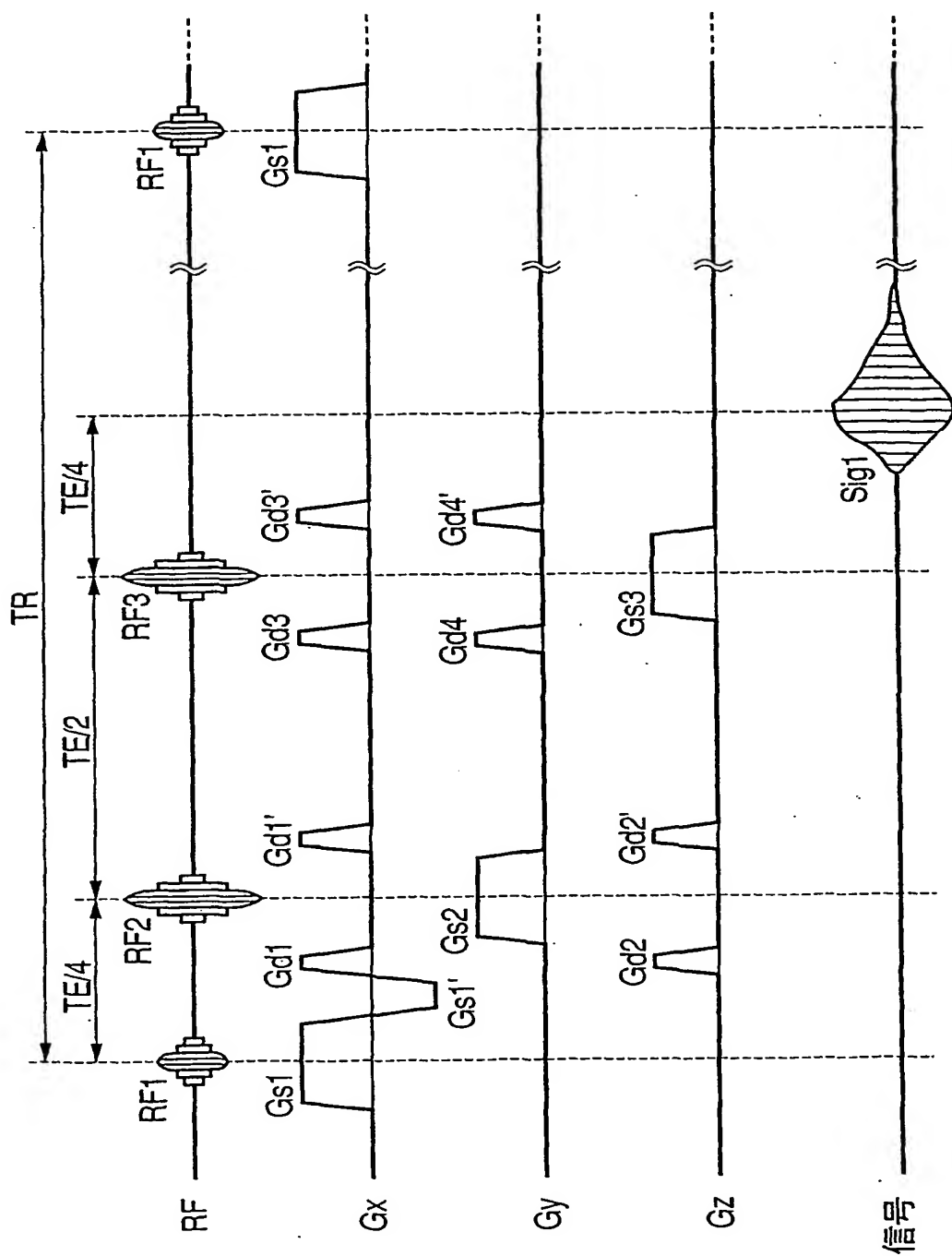
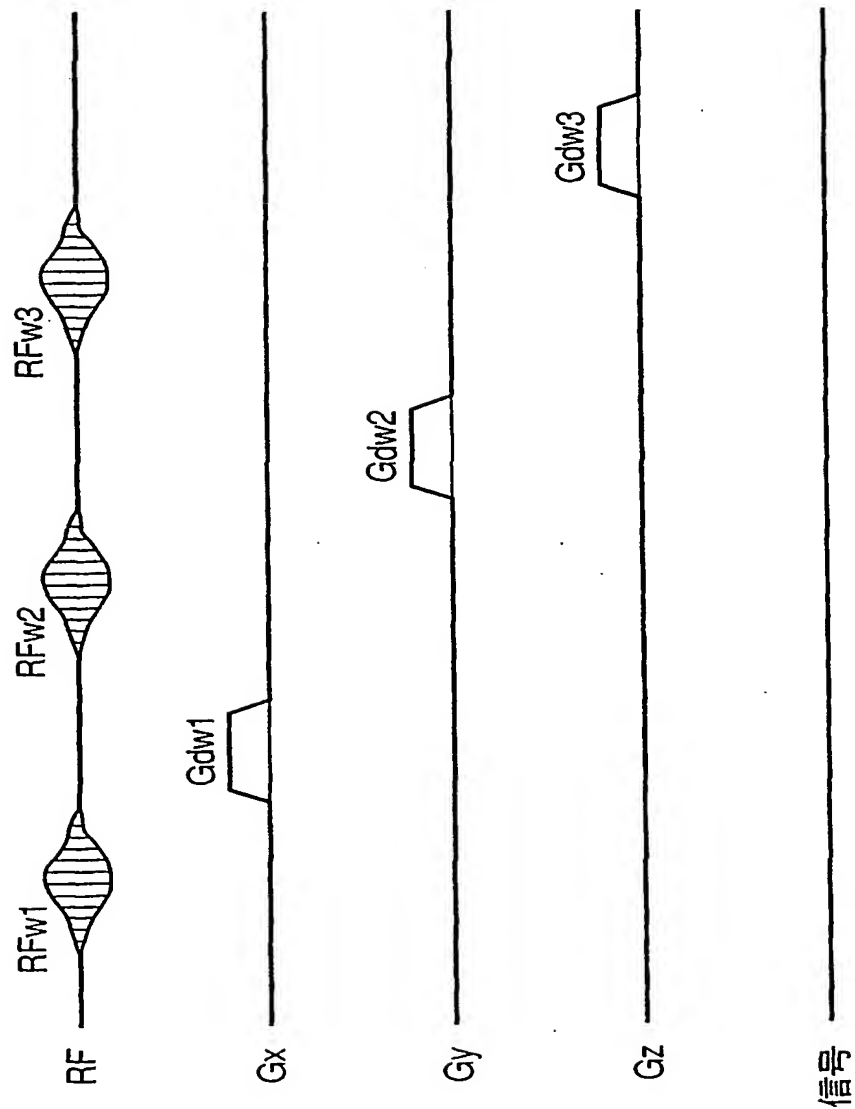
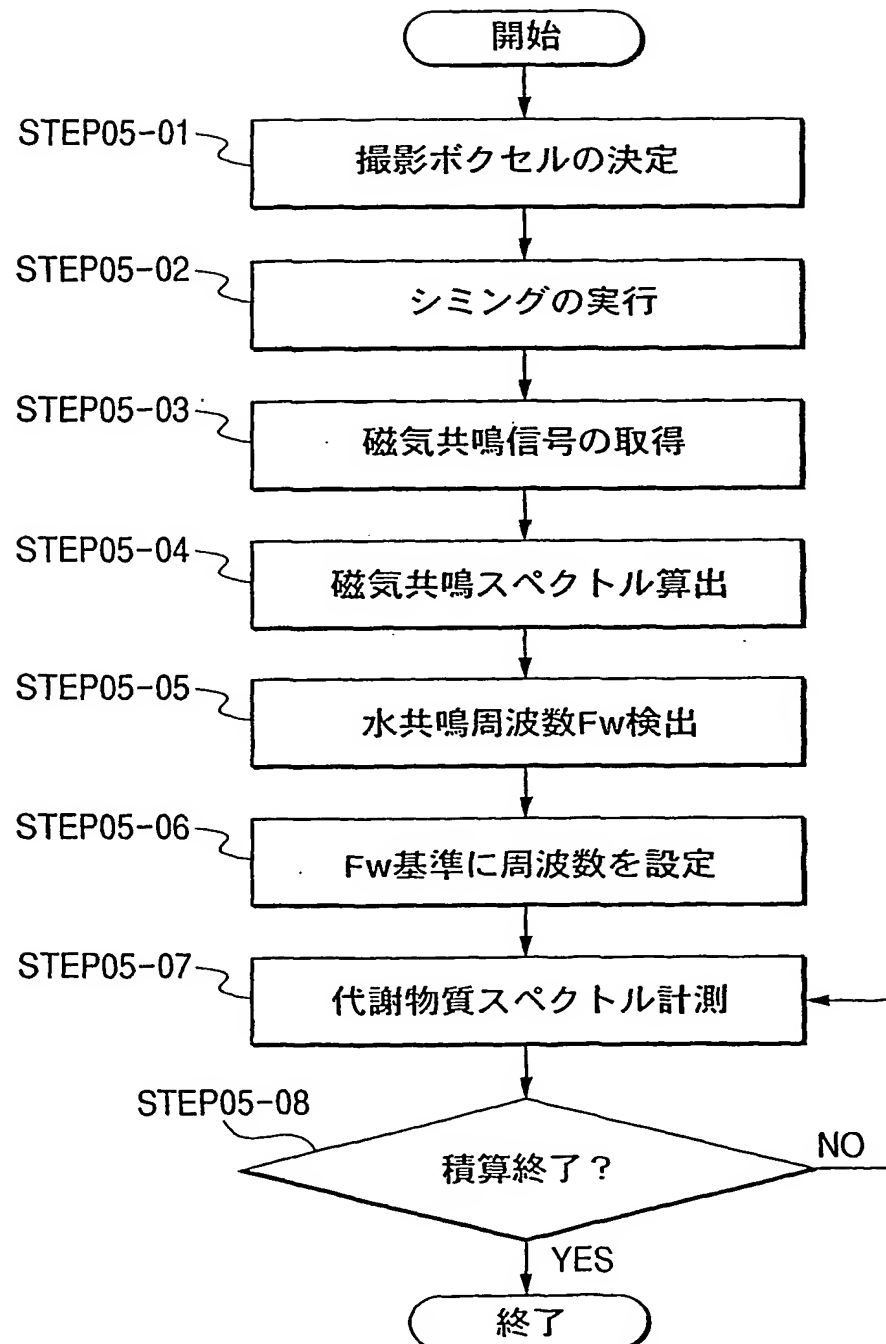


図 4



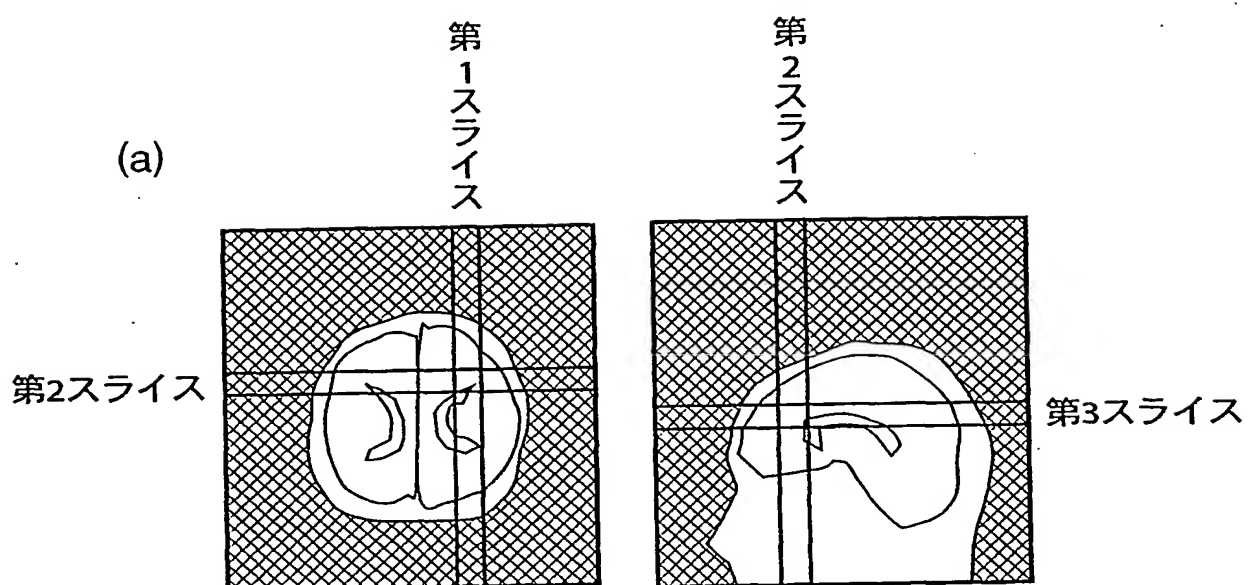
5/11

図 5

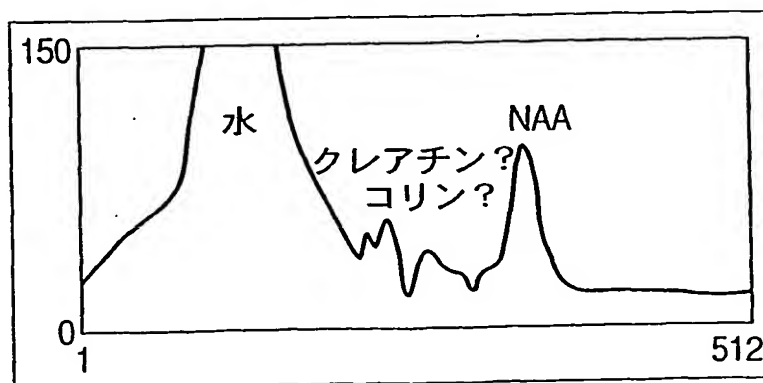


6/11

図 6



(b)



7/11

図 7

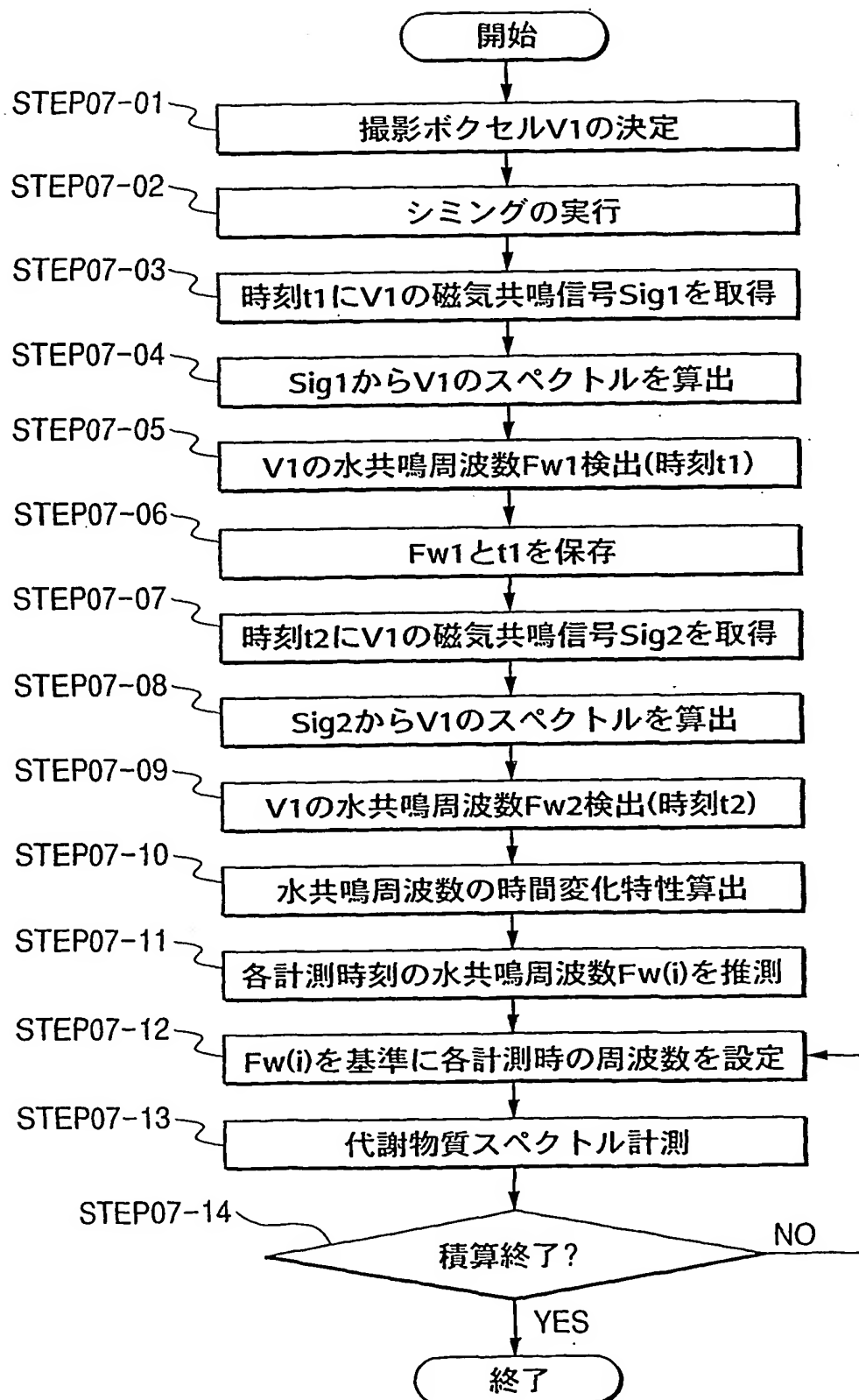
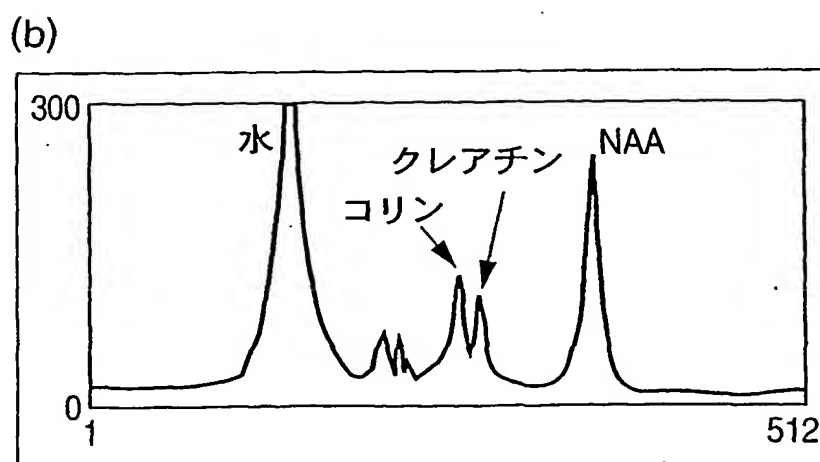
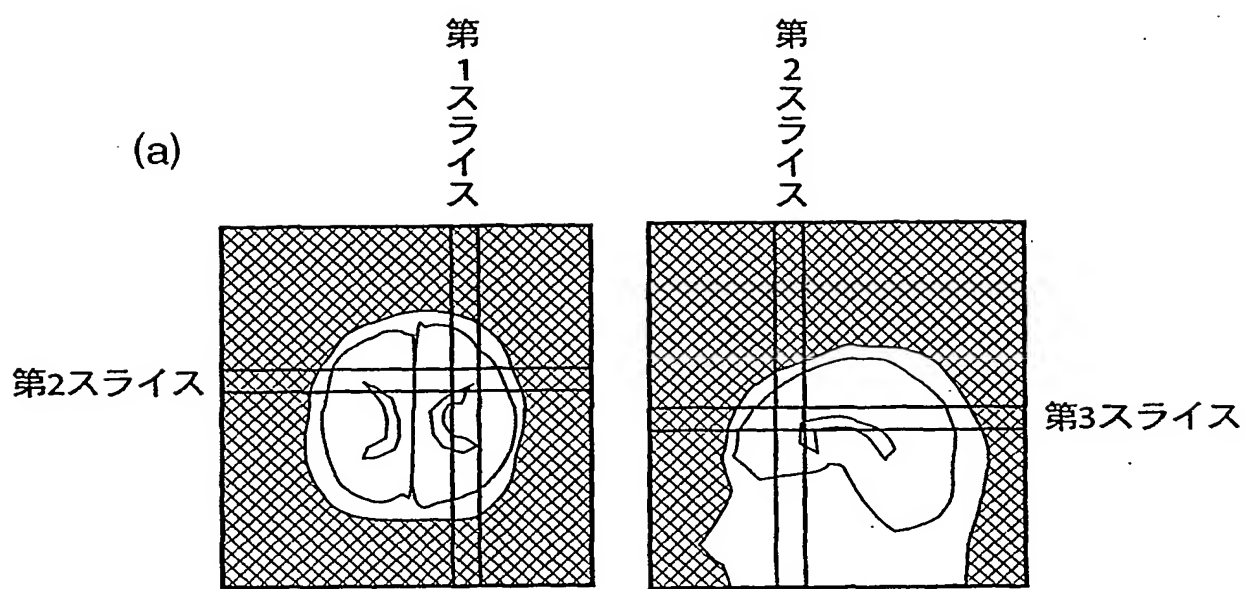
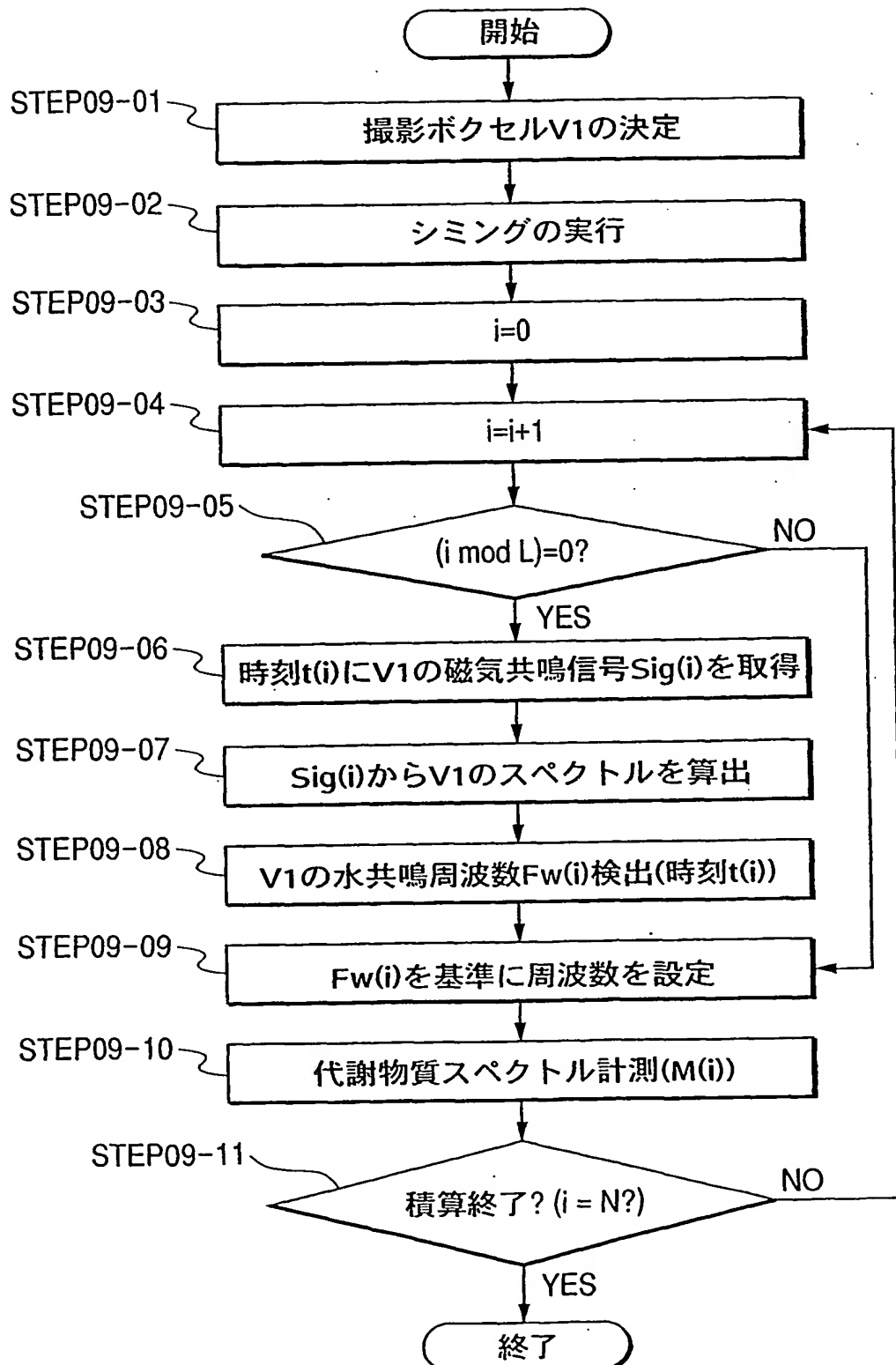


図 8



9/11

図 9



10/11

図 10

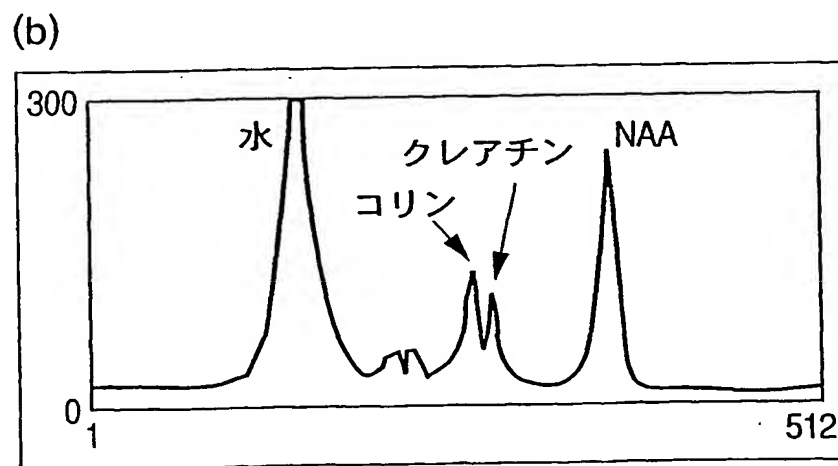
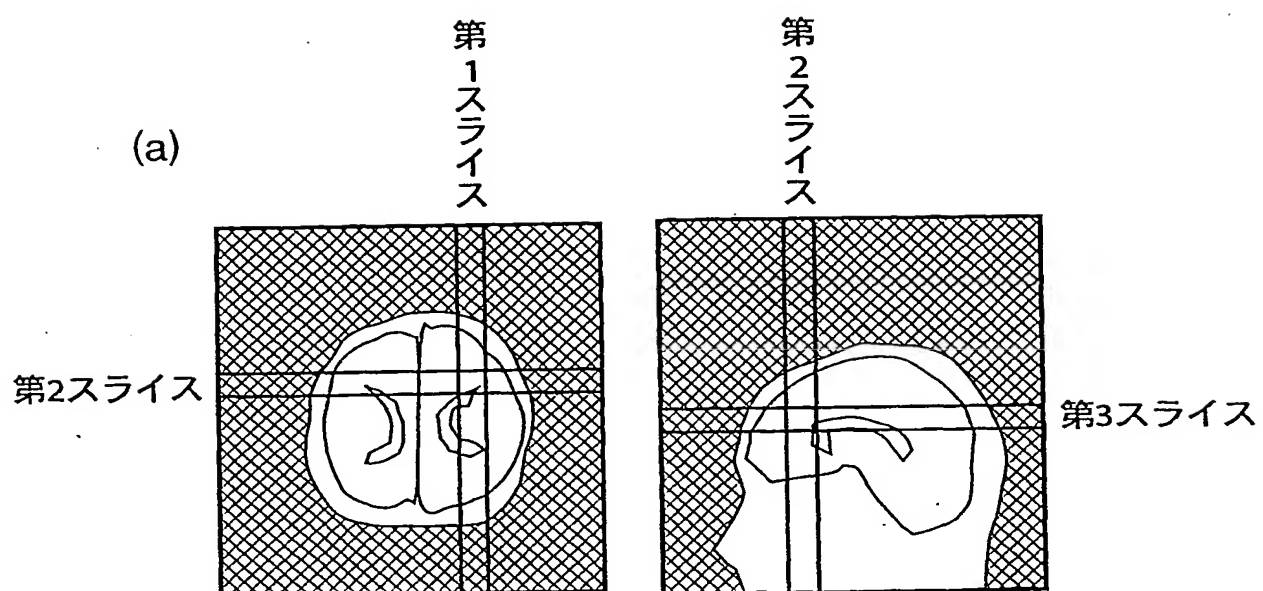
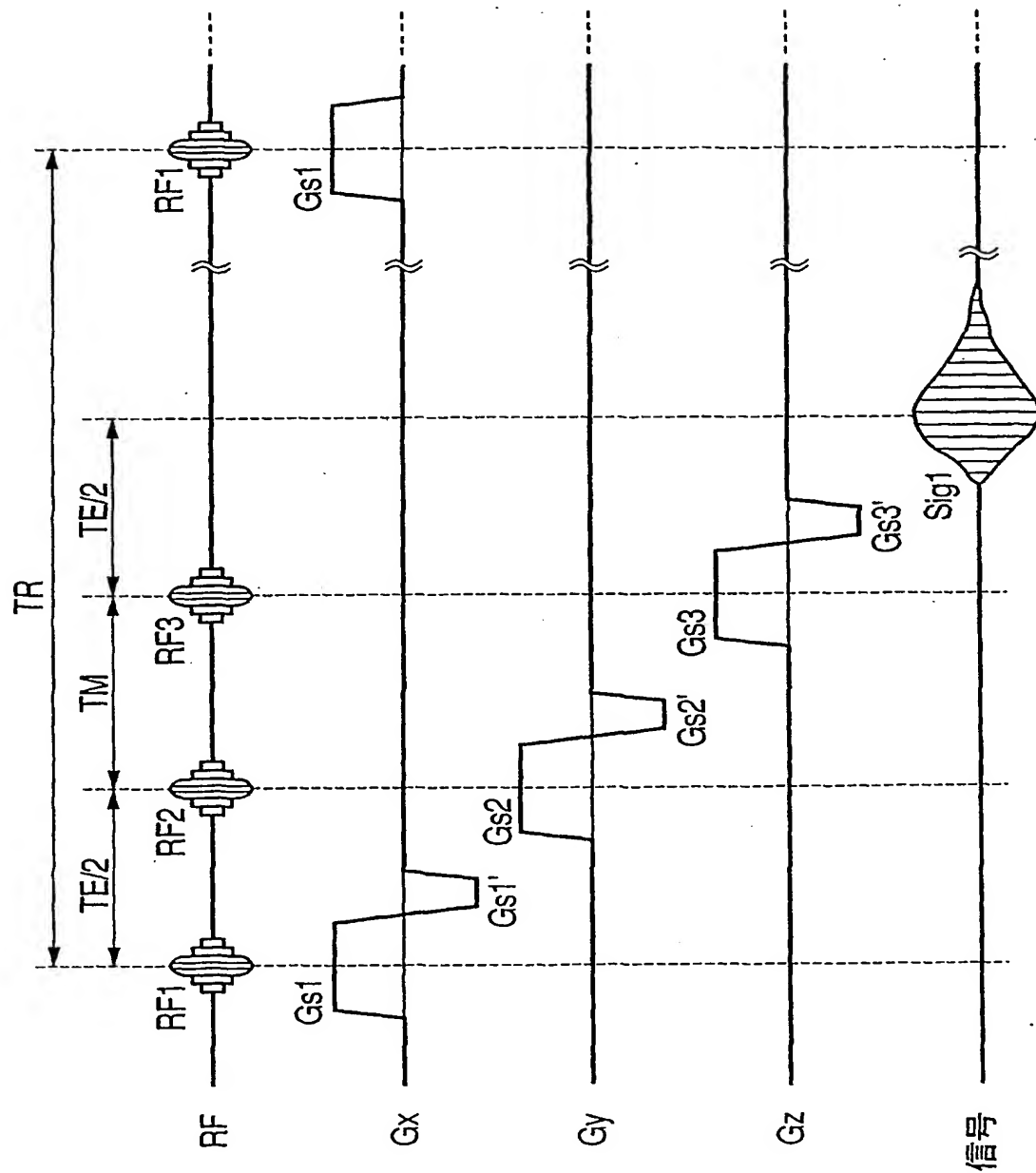


図 11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007992

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/485

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Thorsten Thiel et al., Phase Coherent Averaging in Magnetic Resonance Spectroscopy Using Interleaved Navigator Scans: Compensation of Motion Artifacts and Magnetic Field Instabilities, Magnetic Resonance in Medicine, 2002.06, Vol.47, No.6, pages 1077 to 1082	1-5
Y, D	JP 2002-291718 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 08 October, 2002 (08.10.02), Column 15, lines 17 to 41; column 17, lines 29 to 31 & US 2002-145424 A1 & CN 1378817 A	1-5

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
27 August, 2004 (27.08.04)

Date of mailing of the international search report
14 September, 2004 (14.09.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/007992

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y, D	JP 63-230156 A (Hitachi, Ltd.), 26 September, 1988 (26.09.88), Page 2, upper right column, line 12 to lower left column, line 6; page 3, upper left column, line 9 to page 4, upper left column, line 16 (Family: none)	1-5
A	JP 60-222043 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 06 November, 1985 (06.11.85), Page 2, lower right column, lines 8 to 12; page 5, lower right column, lines 6 to 17; page 6, upper left column, lines 6 to 15 & GB 2157832 A & DE 3512437 A & US 4684889 A	1-6
A	JP 2003-19124 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 21 January, 2003 (21.01.03), Column 14, line 36 to column 16, line 15; column 17, lines 30 to 40 & CN 1394551 A	1-6
A	JP 2001-299720 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 30 October, 2001 (30.10.01), Column 4, line 18 to column 5, line 9; column 11, lines 30 to 43 & EP 1143258 A2 & US 2001-28249 A1 & CN 1336557 A	1-6
A	JP 63-292950 A (Toshiba Corp.), 30 November, 1988 (30.11.88), Page 4, lower left column, line 13 to lower right column, line 3; page 5, upper left column, lines 7 to 19 (Family: none)	1-6
A	Pierre-Gilles Henry et al., Field-Frequency Locked In Vivo Proton MRS on a Whole-Body Spectrometer, Magnetic Resonance in Medicine, 1999.10, Vol.42, No.4, pages 636 to 642	1-6
A, D	David G. Norris et al., Fast Proton Spectroscopic Imaging Using the Sliced k-Space Method, Magnetic Resonance in Medicine, 1993.11, Vol.30, No.5, pages 641 to 645	1-6
A	JP 11-76191 A (Hitachi Medical Corp.), 23 March, 1999 (23.03.99), Column 3, line 50 to column 4, line 8. (Family: none)	1-6

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/485

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B5/055, G01R33/20

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	Thorsten Thiel et al, Phase Coherent Averaging in Magnetic Resonance Spectroscopy Using Interleaved Navigator Scans: Compensation of Motion Artifacts and Magnetic Field Instabilities, Magnetic Resonance in Medicine, 2002.06, vol.47, no.6, pp.1077-1082	1-5
Y, D	JP 2002-291718 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エンゼル) 2002.10.08, 第15欄第17-41行目、第17欄第29-31行目 & US 2002-145424 A1, & CN 1378817 A	1-5

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

27. 08. 2004

国際調査報告の発送日

14. 9. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区鍛冶関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右高 孝幸

2W

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y, D	JP 63-230156 A (株式会社日立製作所) 1988. 09. 26, 第2頁右上欄第12行目-第2頁左下欄第6行目、第3頁左上欄第9行目- 第4頁左上欄第16行目 (ファミリーなし)	1-5
A	JP 60-222043 A (横河メディカルシステム株式会社) 1985. 11. 06, 第2頁右下欄第8-12行目、第5頁右下欄第6-17行目、第6頁左上欄第6 -15行目 & GB 2157832 A, & DE 3512437 A, & US 4684889 A	1-6
A	JP 2003-19124 A (ジーイーメディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2003. 01. 21, 第14欄第36行目-第16欄第15行目、第17欄第30-40行目 & CN 1394551 A	1-6
A	JP 2001-299720 A (ジーイーメディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2001. 10. 30, 第4欄第18行目-第5欄第9行目、第11欄第30-43行目 & EP 1143258 A2, & US 2001-28249 A1, & CN 1336557 A	1-6
A	JP 63-292950 A (株式会社東芝) 1988. 11. 30, 第4頁左下欄第13行目-第4頁右下欄第3行目、第5頁左上欄第7-19行 目 (ファミリーなし)	1-6
A	Pierre-Gilles Henry et al, Field-Frequency Locked In Vivo Proton MRS on a Whole-Body Spectrometer, Magnetic Resonance in Medicine, 1999. 10, vol. 42, no. 4, pp. 636-642	1-6
A, D	David G. Norris et al, Fast Proton Spectroscopic Imaging Using the Sliced k-Space Method, Magnetic Resonance in Medicine, 1993. 11, vol. 30, no. 5, pp. 641-645	1-6
A	JP 11-76191 A (株式会社日立メディコ) 1999. 03. 23, 第3欄第50行目-第4欄第8行目 (ファミリーなし)	1-6

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☒ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.